



(19) Europäisches Patentamt  
European Patent Office  
Office européen des brevets



(11) EP 0 771 546 A2

(12) EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

(43) Veröffentlichungstag:  
07.05.1997 Patentblatt 1997/19

(51) Int. Cl.<sup>6</sup>: A61B 5/00, A61B 5/026

(21) Anmeldenummer: 96117608.8

(22) Anmeldetag: 04.11.1996

(84) Benannte Vertragsstaaten:  
AT CH DE DK ES FR GB IT LI NL SE

(72) Erfinder: Ott, Lutz  
35463 Fernwald (DE)

(30) Priorität: 03.11.1995 DE 19541043  
26.02.1996 EP 96102821  
29.07.1996 DE 19630381

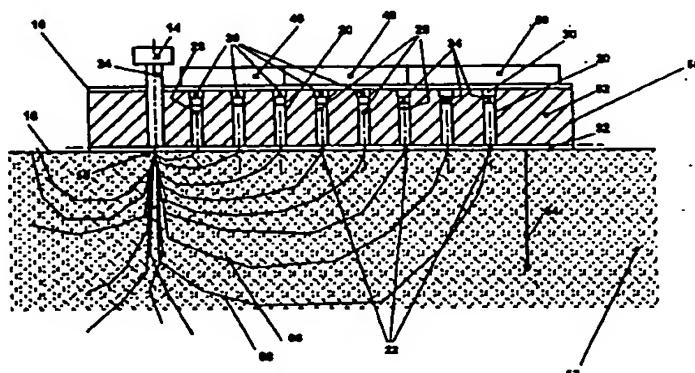
(74) Vertreter: Müller, Eckhard, Dr.  
Eifelstrasse 14  
65597 Hünfelden (DE)

(71) Anmelder: Ott, Lutz  
35463 Fernwald (DE)

(54) Vorrichtung und Auswerteverfahren zur tiefenselektiven, nicht invasiven Detektion des Blutflusses und/oder Intra- und/oder extrakorporal fließender Flüssigkeiten in biologischem Gewebe

(57) Es werden eine Vorrichtung und ein Auswerteverfahren zur tiefenselektiven, nichtinvasiven Detektion des Blutflusses und/oder intra- und/oder extrakorporal fließender Flüssigkeiten in biologischem Gewebe beschrieben, wobei man Photonen einer kohärenten, monochromatischen Lichtquelle in das Gewebe durch einen ersten Bereich eintreten lässt, man in unterschiedlichen Abständen von diesem ersten Bereich aus dem Gewebe wieder austretende Photonen bzgl. Frequenz

und Anzahl bzw. Intensität detektiert und an den Informationen Frequenz und/oder Anzahl bzw. Intensität und/oder Austrittsort der wieder austretenden Photonen mittels eines Auswerteprogramms und/oder -algoritmus Rückschlüsse auf die relative Änderung der Durchflussmenge und/oder Geschwindigkeit und/oder räumliche Lage des Blutflusses und/oder intra- und/oder extrakorporal im Gewebe gewinnt.



Figur 1

EP 0 771 546 A2

## Beschreibung

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung sowie ein Auswerteverfahren zur tiefenselektiven, nichtinvasiven Detektion des Blutflusses und/oder intra- und/oder extrakorporal fließender Flüssigkeiten in biologischem Gewebe.

Die Haut als Grenzorgan zwischen Mensch und Umwelt erfüllt vielfältige Funktionen. So dient sie zur Erfüllung regulatorischer wie immunologischer Aufgaben und nicht zuletzt auch als Sinnesorgan. Die Haut setzt sich grob aus der Epidermis und der darunter liegenden Schicht, dem Korium bestehend aus Nerven, Muskeln und Kapillargefäßen, zusammen. Durch das Zusammenspiel dieser Muskeln, Nerven und Kapillargefäße erfolgt die Regulation der Mikrozirkulation und die Kontrolle aller anderen, der Haut obliegenden Aufgaben. Eine Bestimmung und Kontrolle der Hautdurchblutung kann nun dazu dienen, Schwankungen oder Störungen derselben festzustellen und eine medizinische Diagnose zu unterstützen. Nachfolgend ist nur ein Auszug der vielfältigen Anwendungsbeispiele stichwortartig aufgelistet:

- Diagnose von Hauterkrankungen, z. B. Sclerodermia, Psoriasis
- Lokalisierung von Arterieskleroseerscheinungen
- Hilfestellung bei der Erkennung diabetischer Mikroangiopathie
- Beobachtung der arteriellen Vasomotion
- Überwachung der Sympathikusfunktionen in der Regionalanästhesie
- Durchblutungskontrolle bei Transplantationen, etc.

Seit Jahrzehnten werden Laser-Doppler-Systeme zur Hautgefäßdiagnostik eingesetzt. Die größte Einschränkung der herkömmlichen Laser-Doppler-Systeme beruht auf deren geringen effektiven Eindringtiefe und der Analyse "richtungsunabhängiger" Signale. Dadurch reduziert sich der Einsatz auf die Messung der Mikrozirkulation der Haut, wobei ein Meßvolumen von der Größe einer Habskugel mit einem Durchmesser von max. 1 mm untersucht werden kann. Außerdem liefern die bisher zum klinischen Einsatz gekommenen Geräte für die Durchblutung der Haut aus methodischen und meßtechnischen Gründen keine miteinander vergleichbaren Meßwerte. Die Anwender dieser herkömmlichen Systeme, z. B. Flowmeter, sind dazu übergegangen, vorwiegend das Zeitverhalten der Meßsignale nach definierten Stimulationen zur Beurteilung der Mikrozirkulation heranzuziehen.

Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, eine Vorrichtung sowie ein Verfahren zur nichtinvasiven, tiefenselektiven Detektion des Blutflusses und/oder intra- und/oder extrakorporal fließender Flüssigkeiten in biologischem Gewebe anzugeben.

Diese Aufgabe wird bzgl. der Vorrichtung i. w. dadurch gelöst, daß eine kohärente, monochromatische Lichtquelle, insbesondere ein Laser, zur Aussen-

dung von Photonen hinein in das Gewebe, durch einen örtlich i. w. wohl definierten ersten Bereich der das Gewebe ggf. bedeckenden Haut, vorgesehen ist, und die Vorrichtung mehrere Detektoren zur Erfassung der aus weiteren Flächenbereichen der Haut bzw. des Gewebes wieder austretenden Photonen aufweist, wobei die weiteren Flächenbereiche in unterschiedlichen Abständen von dem ersten Bereich beabstandet sind.

- 5 10 Das erfindungsgemäße Auswerteverfahren zeichnet sich i. w. dadurch aus, daß man Photonen einer kohärenten, monochromatischen Lichtquelle in das Gewebe durch einen ersten Bereich eintreten läßt, in unterschiedlichen Abständen von diesem ersten Bereich aus dem Gewebe wieder austretende Photonen bzgl. Frequenz und Anzahl bzw. Intensität detektiert und aus den Informationen Frequenz und/oder Anzahl und/oder Austrittsort der wieder austretenden Photonen mittels eines Auswerteprogramms und/oder -algorithmus Rückschlüsse auf die relative Änderung der Durchflußflämmenge und/oder Geschwindigkeit und/oder räumliche Lage des Blutflusses und/oder intra- und/oder extrakorporal fließender Flüssigkeiten im Gewebe gewinnt.
- 15 20 25

Diese Vorrichtung bzw. dieses Auswerteverfahren nutzen die Eigenschaft der Wechselwirkung von elektromagnetischen Wellen an Gewebe und Blut- und/oder Flüssigkeitsbestandteilen aus. Aufgrund einer ausreichend kleinen Wellenlänge und dem damit verbundenen, hinreichenden Verhältnis von Wellenlänge zu geometrischer Abmessung des zu detektierenden Körpers bzw. Gewebes, eignet sich der Spektralbereich von sichtbaren bis infraroten elektromagnetischen Wellen. Gleichzeitig wird eine ausreichende Detektionstiefe in biologischem Gewebe erreicht. Dieses Verfahren ist nicht invasiv und die aus den Wechselwirkungen entstehenden Änderungen sind proportional zur Geschwindigkeit, der Anzahl und der Tiefe der einzelnen sich bewegenden Blut und/oder Flüssigkeitsbestandteilen, so daß aus diesen Informationen eindeutig, insbesondere eine relative Änderung der Durchflußmenge o. dgl. nachweisbar und zuweisbar ist. Untersuchungen sowohl im klinischen Alltag als auch bei speziellen, medizinischen, pharmakologischen oder industriellen Fragestellungen zur tiefenselektiven Detektion des Blutflusses und/oder intra- und/oder extrakorporal fließender Flüssigkeiten lassen sich mit dieser Vorrichtung bzw. diesem Auswerteverfahren äußerst einfach, schmerzfrei und reproduzierbar durchführen.

- 30 35 40 45 50 55
- Die Erfindung basiert i. w. darauf, mittels Laserlicht o. dgl., kohärente und monochromatische elektromagnetische Strahlung auf die Hautoberfläche bzw. Gewebeoberfläche der zu untersuchenden Stellen einzustrahlen. Die Photonen dringen in das Gewebe ein und werden entsprechend der optischen Parameter des Gewebe gestreut bzw. absorbiert. Da die Streuung mit einer Änderung der Ausbreitungsrichtung der Photonen einhergeht, werden auch Photonen aus dem Gewebe remittiert, d.h. an die Oberfläche des Gewebe bzw. der

Haut zurückgestreut und treten wieder aus dem Gewebe aus. Diese Remission der aus dem Gewebe wieder austretenden Photonen weist eine abnehmende Intensität bei zunehmenden Abstand von dem Eintrittsort der Photonen auf. Ein weiteres Merkmal des biologischen Gewebes ist es, daß das Licht nicht gleichmäßig, d.h. isotrop, in alle Richtungen gestreut wird, sondern eine Vorwärtscharakteristik beim Streuprozeß erhalten bleibt. Das drückt sich in dem sogenannten Anisotropiefaktor  $g$  für Streuprozesse aus, der bei Gewebe einen Wert  $g$  ungefähr 0,9 annimmt. Ein Wert  $g = 0$  würde isotroper, ein Wert  $g = 1$  reiner Vorwärtsstreuung entsprechen.

Anhand eines einfachen Modells soll im folgenden erläutert werden, inwieweit über eine Detektion der remittierten Photonen ein Rückschluß auf den Zustand des Gewebes bzw. des Blutflusses und/oder intra- und/oder extrakorporal fließender Flüssigkeiten möglich ist: Betrachtet man z.B. Photonen, die etwa 5 mm neben dem Einstrahlort der Photonen aus dem Gewebe wieder herausstreten, dann kann mit hoher Wahrscheinlichkeit davon ausgegangen werden, daß sich diese wieder austretenden Photonen durch verschiedene Streuprozesse in etwa auf einer halbkreisförmigen oder ähnlichen Bahnkurve durch das Gewebe bewegt haben. Aufgrund der speziellen Anordnung der Meßrichtung bzw. der Durchführung des Auswerteverfahrens ist jedoch sicher, daß der Beginn der Bahnkurve am Eintrittsort der Photonen und das Ende der Bahnkurve am Meßpunkt der austretenden Photonen liegt. Sofern diese wieder austretenden Photonen überhaupt eine Information bzgl. der Bewegung des Blutflusses und/oder intra- und/oder extrakorporal fließender Flüssigkeiten haben sollten, kann jedenfalls davon ausgegangen werden, daß die direkt neben dem Einstrahlort wieder aus dem Gewebe austretenden Photonen nur Informationen bzgl. dicht unterhalb der Oberfläche durchströmter Gewebebeschichten tragen, während solche in weiterem Abstand von dem Einstrahlort austretende Photonen Aufschluß auch über tiefer durchströmte Gewebebeschichten geben können. Diese Modellbetrachtung verdeutlicht somit, daß durch eine Detektion von aus dem Gewebe wieder austretenden Photonen mit zunehmendem Abstand vom Einstrahlort selektiv Informationen aus bestimmten Gewebetiefen erhalten werden können.

Zur Messung bewegter, streuender Teilchen wird bekanntermaßen der optische Doppler-Effekt herangezogen. Dabei erfährt Licht beim Streuprozeß eine Frequenzverschiebung, die proportional zur Geschwindigkeit des bewegten Teilchens zunimmt. Unter Berücksichtigung des Doppler-Effektes kann so z.B. in oberflächlichen Gewebebeschichten der Blutfluß im Gewebe bestimmt werden. Um ein optimales Doppler-Signal des Blutflusses und/oder intra- und/oder extrakorporal fließender Flüssigkeiten in tieferen Gewebebeschichten zu erhalten, ist eine Lichtwellenlänge der Lichtquelle, insbesondere des Lasers, erforderlich, die vom Gewebe nur wenig absorbiert wird. Es bieten sich

daher Wellenlängen im Bereich von etwa 600 nm bis etwa 1200 nm, bevorzugt bei etwa 820 nm an.

In der Literatur wird hin und wieder diskutiert, daß kohärentes Laserlicht beim Einstrahlen in das Gewebe durch die Vielzahl der Streuprozesse seine Kohärenzeigenschaften verlieren könnte. Durch interferometrische Untersuchungen läßt sich jedoch zeigen, daß ein gewisser Anteil von Photonen, die im größeren Abstand vom Einstrahlort aus dem Gewebe austreten, mit dem einfallenden Photonenstrahl interferieren kann, woraus zweifellos gefolgt werden muß, daß die Kohärenzeigenschaften dieser gestreuten Photonen noch vorhanden sind. Somit ist es aber auch möglich, in größeren Abständen von dem Einstrahlort noch Doppler-Signale mit der entsprechenden Frequenzverschiebung der wieder austretenden Photonen zu detektieren. Dabei mischen sich die Photonen mit Dopplerverschobener Frequenz mit solchen Photonen, die keine Doppler-Verschiebung erfahren haben, also nur von einer starren bzw. unbeweglichen Matrix gestreut wurden. Am Detektionsort an der Geweboberfläche entsteht somit eine Intensitätsschwabung zwischen frequenzverschobenen und nicht-frequenzverschobenen Photonen. Dies führt zu einem lokalen Speckle-Muster, dessen Intensität mit der Doppler-Frequenz variiert und somit von einem optischen Detektor gemessen werden kann.

Im Prinzip erfolgt die Auswertung der Signale in der Form, daß zwei Detektoren, bevorzugt symmetrisch zum Einstrahlort die remittierten Photonen erfassen. Die Ausgangssignale dieser Detektoren werden entsprechend ausgewertet und verarbeitet, um zu den gewünschten Informationen bzw. Aussagen hinsichtlich des Blutflusses und/oder intra- und/oder extrakorporal fließender Flüssigkeiten zu gelangen.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, daß ein derartiges Auswerteverfahren bzw. eine derartige Vorrichtung besonders im Bereich des "therapeutischen Fensters", also bei Wellenlängen im Bereich von 600 nm bis 1200 nm, in dem die Streuung der eingestrahlten Photonen nicht vernachlässigbar ist, durchführbar ist. Die optische Absorption aus Streuung von Licht in menschlichem Gewebe kann durch die Photonentransporttheorie näher beschrieben werden. Hierbei wird der Pfad eines in die Haut eingestrahlten Photons verfolgt. Das Photon erfährt an den einzelnen lokalen Streuern entweder eine elastische Streuung oder es wird vollständig absorbiert. Daraus läßt sich für Laserlicht des roten Wellenlängenbereichs (600 nm) bzw. des infraroten Wellenlängenbereichs (1200 nm) die Eindringtiefe und der Streuprozeß bestimmen. Obwohl die sogenannte mittlere freie Weglänge relativ kurz ist, kann Licht dieses Wellenlängenbereichs tief in das Gewebe eindringen, da die Streuung hauptsächlich in Vorwärtsrichtung erfolgt (sogenannte Mie-Streuung), die Streuvorgänge wesentlich häufiger sind als die der Absorption und die Absorption im Gewebe für diesen Wellenlängenbereich gering ist gegenüber anderen Wellenlängen. Die Lichtausbreitung im Gewebe wird nach der Transporttheorie durch folgende Parameter

beschrieben: Anisotropiefaktor, Streukoeffizient, Absorptionskoeffizient, mittlere freie Weglänge.

Eine Gesamtschau der durchgeführten theoretischen wie auch experimentellen Untersuchungen deutet darauf hin, daß mit dem erfundungsgemäßen Verfahren bzw. der erfundungsgemäßen Vorrichtung ringförmige Interferenzstrukturen in konzentrischer Lage bzgl. des Einstrahlortes erhältlich sind. Mit zunehmendem lateralem Abstand zum Einstrahlpunkt legen die Photonen mit hoher Wahrscheinlichkeit im Gewebe größere Wege zurück und dringen dementsprechend auch tiefer in das Gewebe ein. Um die im Photonenzustand enthaltene Information über Bewegungen des ausgeleuchteten Gewebes auswerten zu können, sollte die Lichtquelle spezifische Eigenschaften, wie eine ausreichende Kohärenzlänge besitzen, monochromatisch sein und im Single-Mode-Zustand betreibbar sein.

Eine wichtige Voraussetzung zum Erhalt der gewünschten Information ist eine ausreichend hohe Kohärenzlänge, so daß ein Interferenzmuster auf der Oberfläche der erfundungsgemäßen Vorrichtung erzielbar ist. Das Entstehen des Interferenzmusters ist auf die Annahme zurückzuführen, daß Photonen, die nahe der Gewebe- bzw. Hautoberfläche gestreut werden, keine Frequenzveränderungen erfahren, wobei diese sozusagen nicht gestreuten Photonen mit solchen Photonen, die in der Tiefe an bewegten Teilchen, also an den sich bewegenden, Blut- und/oder Flüssigkeitsbestandteilen gestreut werden und dadurch eine Frequenzveränderung erfahren, interferieren. Wird daher das frequenzverschobene Streulicht, welches an sich bewegenden Teilchen gestreut wurde, mit frequenzverschobenem quasi Originallicht, auf der Detektorfläche zur Deckung gebracht, entsteht eine Schwebungsfrequenz bzw. ein Interferenzmuster. Um diese Schwebungsfrequenzen aus tieferen Gewebschichten zu erhalten, ist der Einsatz einer Wellenlänge im Bereich von 600 nm bis ca. 1200 nm erforderlich, wobei ebenfalls auf eine ausreichende Kohärenzlänge der Lichtquelle geachtet werden sollte. Es konnte gezeigt werden, daß typische Interferenzmuster auch für große Gewebetiefen nachweisbar sind und daß die Informationen mit zunehmendem Abstand der Detektorfläche aus zunehmender Tiefe des Gewebes stammt. Dieser Nachweis ist auch für große laterale Abstände der Detektorfläche vom Einstrahlort in einem Bereich von bis zu ca. 15 mm erfolgreich durchgeführt worden. Allerdings erscheinen auch laterale Abstände bis 30 mm in der Praxis grundsätzlich möglich zu sein.

Die erfundungsgemäße Vorrichtung weist eine Reihe von vorteilhaften Ausgestaltungen auf.

So ist es bspw. gemäß einer ersten vorteilhaften Ausführungsform der erfundungsgemäßen Vorrichtung möglich, daß der Lichtquelle wenigstens ein dem Gewebe stirmseitig aufbringbares oder aufsetzbares Lichtleitfaserstück, bzw. eine Kollimationsoptik zur Fokussierung des Laserlichts auf dem Gewebe bzw. der Haut, nachgeordnet ist. Durch diese Maßnahme wird eine örtlich definierte Einstrahlung der Photonen in

das Gewebe gewährleistet. Das Lichtleitfaserstück sollte vorzugsweise eine Mono-Mode-Faser mit einem Durchmesser von ca. 300 µm und größer sein, um die Leistung des Halbleiterlasers übertragen zu können. Es können allerdings auch Multi-Mode-Fasern eingesetzt werden. Je nach Ausführung kann auch auf das Lichtleitfaserstück verzichtet werden, bspw. dann, wenn das Laserlicht mittels einer Kollimationsoptik auf der Hautoberfläche fokussiert wird.

Weiterhin hat es sich als äußerst vorteilhaft erwiesen, daß die Detektoren jeweils eine dem Gewebe stirmseitig aufbring- oder aufsetzbare Lichtfaser aufweisen, denen eine Photodiode o. dgl. nachgeordnet ist. Somit besteht die Detektorfläche aus an den Stirnseiten polierten Glasfaserstücken, deren räumliche Lichtstromverteilung so ausgelegt ist, daß das empfangene Licht jeweils auf die sensitive Fläche einer Photodiode weitergeleitet wird.

Zur Verbesserung der Signalgüte hat sich der Einsatz eines der Lichtquelle nachgeschalteten bzw. den Detektoren vorgesetzten Polarisationsfilters erwiesen, wobei den Detektoren ggf. zusätzlich ein Absorptionsfilter zugeordnet sein kann. Diese Filter können entweder aufgedämpft oder auch als separate Glaseinlage ausgebildet sein.

Vorteilhafte Wellenlängen der bevorzugt als Halbleiterlaser ausgebildeten Lichtquelle liegen im Bereich von 600 nm bis etwa 1200 nm, bevorzugt bei etwa 820 nm. Dieser Wellenlängenbereich wird auch als "therapeutisches Fenster" bezeichnet.

Als eine ganz besonders vorteilhafte, eigenständige Ausgestaltung der Erfindung erweist sich die Maßnahme, daß die weiteren Flächenbereiche bzw. die zugeordneten Detektoren paarweise einander benachbart und i. w. in Reihe liegend hintereinander angeordnet sind, wobei jedes Paar einen anderen Abstand zum ersten Bereich aufweist und die Abstände benachbarter Paare insbesondere äquidistant sind. Somit sind jeweils zwei Detektorflächen vorgesehen, die paarweise nebeneinander und symmetrisch zum Einstrahlort der Photonen in einem definierten Abstand hiervon angeordnet sind. Jeder der paaren Flächenbereiche bzw. Detektoren repräsentiert somit ein Meßvolumen des zu analysierenden Gewebes. Jeder dieser paaren Detektoren sollte aufgrund der Lichtverteilung im Gewebe ein äquivalentes Signal aufnehmen.

Nach einer anderen Ausführungsform der Erfindung besteht auch die Möglichkeit, daß die weiteren Flächenbereiche bzw. die zugeordneten Detektoren auf eine durch den ersten Bereich laufenden Geraden und paarweise symmetrisch beidseitig des ersten Bereichs angeordnet sind. Allerdings kann bei dieser Ausführungsform unter Umständen das Problem auftreten, daß ausgehend von einer Vorzugsrichtung der Lichtausbreitung im Gewebe durch die paaren Detektoren bzw. Flächenbereiche unterschiedliche Doppler-Frequenzen der wieder austretenden Photonen erfaßt und somit ein falsches Meßergebnis geliefert werden.

Im Prinzip ist es natürlich auch möglich, lediglich

einen einzigen weiteren Flächenbereich bzw. Detektor pro Detektionskanal einzusetzen. Allerdings erweist sich in diesem Fall die Meßwerterfassung aufgrund eines ungünstigeren Signal-Rausch-Verhältnisses als erheblich aufwendiger.

Wie die praktischen Untersuchungen gezeigt haben, sind die weiteren Flächenbereiche bzw. die entsprechenden Detektoren zur Erfassung der wieder aus dem Gewebe austretenden Photonen bis zu einem maximalen Abstand von etwa 15 bis 30 mm von dem ersten Bereich angeordnet. Dieser maximale Bereich ist i. w. von der verwendeten Wellenlänge und dem damit einhergehenden Absorptionskoeffizient sowie von der Kohärenzlänge der verwendeten Lichtquelle abhängig.

Als besonders vorteilhaft hat es sich hinsichtlich der Auswertung der Signale der Detektoren erwiesen, daß die von paarweisen Flächenbereichen bzw. von den entsprechenden Detektoren erfaßten beiden Signale, jeweils den beiden Eingängen eines Differenzverstärkers zugeführt werden. Der Einsatz eines Differenzverstärkers bringt den Vorteil, daß der statische Signalanteil der paarig geschaltete Detektoren aufgrund der Verstärkung lediglich der an den Eingängen anliegenden Eingangsspannungsdifferenz kompensiert wird und somit i. w. nur die dynamischen Intensitätsfluktuationen, welche durch den optischen Doppler-Effekt und somit des bewegten Blut- und/oder Flüssigkeitsbestandteilen bedingt sind, verstärkt werden. Diese Maßnahme führt zu einer erheblichen Verbesserung des Signal-Rausch-Verhältnisses und somit zu einer erheblich genaueren Signalauswertung, da lediglich die auf Bewegungen des Gewebes zurückführenden Intensitätsschwankungen verstärkt werden.

Dadurch, daß die Signale der Detektoren, ggf. nach einer Digitalisierung, unter anderem einer adaptiven Filterfunktion sowie einer Cepstrumanalysefunktion unterworfen werden, bleibt zum einen das Nutzsignal aufgrund der Filterung unbeeinflußt und können zum anderen charakteristische, sich verändernde Frequenzanteile der Signale sichtbar gemacht werden.

Nach einem weiteren, vorteilhaften Aspekt der Erfindung sind die Lichtquelle sowie die Detektoren und elektronische Komponenten, wie ggf. Vorverstärker, Differenzverstärker und ggf. Analog/Digital-Wandler gemeinsam in einem Meßkopf, der insbesondere flächig auf das Gewebe bzw. die Haut auflegbar ist, untergebracht, wobei der Meßkopf lediglich mittels elektrischer Leiter mit der Auswerteeinheit, insbesondere dem Prozessor, verbindbar ist. Dieser Meßkopf kann bspw. ca. 130 mm hoch und ca. 15 mm breit und mit abgerundeten Seitenfläche ausgebildet sein. Jedoch sind auch andere Gehäuseausführungen je nach den individuellen Erfordernissen denkbar. Die gesamte Vorrichtung mit Ausnahme des Prozessors ist somit auf einer einzigen Trägerplatte oder Platine o. dgl. angebracht, die in einem geschlossen, physiologisch unbedenklichen und geschirmten Kunststoffgehäuse aufgenommen ist.

Eine besonders vorteilhafte Ausgestaltung des ein-

gangs geschilderten, erfindungsgemäßen Auswerteverfahrens besteht darin, daß man eine Lichtquelle mit großer Kohärenzlänge, insbesondere größer als 10 cm, verwendet und man die wieder austretenden Photonen jeweils in einem bestimmten Abstand von dem ersten Bereich, insbesondere zeitgleich wenigstens in zwei dicht benachbarten oder symmetrisch zum ersten Bereich angeordneten Flächenbereichen, detektiert. Durch diese Maßnahme wird die Voraussetzung für ein besonders gutes Signal-/Rausch-Verhältnis geschaffen.

5 10 15 20 25 30 35 40 45 50 55 60 65 70 75 80 85 90 95 100 105 110 115 120 125 130 135 140 145 150 155 160 165 170 175 180 185 190 195 200 205 210 215 220 225 230 235 240 245 250 255 260 265 270 275 280 285 290 295 300 305 310 315 320 325 330 335 340 345 350 355 360 365 370 375 380 385 390 395 400 405 410 415 420 425 430 435 440 445 450 455 460 465 470 475 480 485 490 495 500 505 510 515 520 525 530 535 540 545 550 555 560 565 570 575 580 585 590 595 600 605 610 615 620 625 630 635 640 645 650 655 660 665 670 675 680 685 690 695 700 705 710 715 720 725 730 735 740 745 750 755 760 765 770 775 780 785 790 795 800 805 810 815 820 825 830 835 840 845 850 855 860 865 870 875 880 885 890 895 900 905 910 915 920 925 930 935 940 945 950 955 960 965 970 975 980 985 990 995 1000 1005 1010 1015 1020 1025 1030 1035 1040 1045 1050 1055 1060 1065 1070 1075 1080 1085 1090 1095 1100 1105 1110 1115 1120 1125 1130 1135 1140 1145 1150 1155 1160 1165 1170 1175 1180 1185 1190 1195 1200 1205 1210 1215 1220 1225 1230 1235 1240 1245 1250 1255 1260 1265 1270 1275 1280 1285 1290 1295 1300 1305 1310 1315 1320 1325 1330 1335 1340 1345 1350 1355 1360 1365 1370 1375 1380 1385 1390 1395 1400 1405 1410 1415 1420 1425 1430 1435 1440 1445 1450 1455 1460 1465 1470 1475 1480 1485 1490 1495 1500 1505 1510 1515 1520 1525 1530 1535 1540 1545 1550 1555 1560 1565 1570 1575 1580 1585 1590 1595 1600 1605 1610 1615 1620 1625 1630 1635 1640 1645 1650 1655 1660 1665 1670 1675 1680 1685 1690 1695 1700 1705 1710 1715 1720 1725 1730 1735 1740 1745 1750 1755 1760 1765 1770 1775 1780 1785 1790 1795 1800 1805 1810 1815 1820 1825 1830 1835 1840 1845 1850 1855 1860 1865 1870 1875 1880 1885 1890 1895 1900 1905 1910 1915 1920 1925 1930 1935 1940 1945 1950 1955 1960 1965 1970 1975 1980 1985 1990 1995 2000 2005 2010 2015 2020 2025 2030 2035 2040 2045 2050 2055 2060 2065 2070 2075 2080 2085 2090 2095 2100 2105 2110 2115 2120 2125 2130 2135 2140 2145 2150 2155 2160 2165 2170 2175 2180 2185 2190 2195 2200 2205 2210 2215 2220 2225 2230 2235 2240 2245 2250 2255 2260 2265 2270 2275 2280 2285 2290 2295 2300 2305 2310 2315 2320 2325 2330 2335 2340 2345 2350 2355 2360 2365 2370 2375 2380 2385 2390 2395 2400 2405 2410 2415 2420 2425 2430 2435 2440 2445 2450 2455 2460 2465 2470 2475 2480 2485 2490 2495 2500 2505 2510 2515 2520 2525 2530 2535 2540 2545 2550 2555 2560 2565 2570 2575 2580 2585 2590 2595 2600 2605 2610 2615 2620 2625 2630 2635 2640 2645 2650 2655 2660 2665 2670 2675 2680 2685 2690 2695 2700 2705 2710 2715 2720 2725 2730 2735 2740 2745 2750 2755 2760 2765 2770 2775 2780 2785 2790 2795 2800 2805 2810 2815 2820 2825 2830 2835 2840 2845 2850 2855 2860 2865 2870 2875 2880 2885 2890 2895 2900 2905 2910 2915 2920 2925 2930 2935 2940 2945 2950 2955 2960 2965 2970 2975 2980 2985 2990 2995 3000 3005 3010 3015 3020 3025 3030 3035 3040 3045 3050 3055 3060 3065 3070 3075 3080 3085 3090 3095 3100 3105 3110 3115 3120 3125 3130 3135 3140 3145 3150 3155 3160 3165 3170 3175 3180 3185 3190 3195 3200 3205 3210 3215 3220 3225 3230 3235 3240 3245 3250 3255 3260 3265 3270 3275 3280 3285 3290 3295 3300 3305 3310 3315 3320 3325 3330 3335 3340 3345 3350 3355 3360 3365 3370 3375 3380 3385 3390 3395 3400 3405 3410 3415 3420 3425 3430 3435 3440 3445 3450 3455 3460 3465 3470 3475 3480 3485 3490 3495 3500 3505 3510 3515 3520 3525 3530 3535 3540 3545 3550 3555 3560 3565 3570 3575 3580 3585 3590 3595 3600 3605 3610 3615 3620 3625 3630 3635 3640 3645 3650 3655 3660 3665 3670 3675 3680 3685 3690 3695 3700 3705 3710 3715 3720 3725 3730 3735 3740 3745 3750 3755 3760 3765 3770 3775 3780 3785 3790 3795 3800 3805 3810 3815 3820 3825 3830 3835 3840 3845 3850 3855 3860 3865 3870 3875 3880 3885 3890 3895 3900 3905 3910 3915 3920 3925 3930 3935 3940 3945 3950 3955 3960 3965 3970 3975 3980 3985 3990 3995 4000 4005 4010 4015 4020 4025 4030 4035 4040 4045 4050 4055 4060 4065 4070 4075 4080 4085 4090 4095 4100 4105 4110 4115 4120 4125 4130 4135 4140 4145 4150 4155 4160 4165 4170 4175 4180 4185 4190 4195 4200 4205 4210 4215 4220 4225 4230 4235 4240 4245 4250 4255 4260 4265 4270 4275 4280 4285 4290 4295 4300 4305 4310 4315 4320 4325 4330 4335 4340 4345 4350 4355 4360 4365 4370 4375 4380 4385 4390 4395 4400 4405 4410 4415 4420 4425 4430 4435 4440 4445 4450 4455 4460 4465 4470 4475 4480 4485 4490 4495 4500 4505 4510 4515 4520 4525 4530 4535 4540 4545 4550 4555 4560 4565 4570 4575 4580 4585 4590 4595 4600 4605 4610 4615 4620 4625 4630 4635 4640 4645 4650 4655 4660 4665 4670 4675 4680 4685 4690 4695 4700 4705 4710 4715 4720 4725 4730 4735 4740 4745 4750 4755 4760 4765 4770 4775 4780 4785 4790 4795 4800 4805 4810 4815 4820 4825 4830 4835 4840 4845 4850 4855 4860 4865 4870 4875 4880 4885 4890 4895 4900 4905 4910 4915 4920 4925 4930 4935 4940 4945 4950 4955 4960 4965 4970 4975 4980 4985 4990 4995 5000 5005 5010 5015 5020 5025 5030 5035 5040 5045 5050 5055 5060 5065 5070 5075 5080 5085 5090 5095 5100 5105 5110 5115 5120 5125 5130 5135 5140 5145 5150 5155 5160 5165 5170 5175 5180 5185 5190 5195 5200 5205 5210 5215 5220 5225 5230 5235 5240 5245 5250 5255 5260 5265 5270 5275 5280 5285 5290 5295 5300 5305 5310 5315 5320 5325 5330 5335 5340 5345 5350 5355 5360 5365 5370 5375 5380 5385 5390 5395 5400 5405 5410 5415 5420 5425 5430 5435 5440 5445 5450 5455 5460 5465 5470 5475 5480 5485 5490 5495 5500 5505 5510 5515 5520 5525 5530 5535 5540 5545 5550 5555 5560 5565 5570 5575 5580 5585 5590 5595 5600 5605 5610 5615 5620 5625 5630 5635 5640 5645 5650 5655 5660 5665 5670 5675 5680 5685 5690 5695 5700 5705 5710 5715 5720 5725 5730 5735 5740 5745 5750 5755 5760 5765 5770 5775 5780 5785 5790 5795 5800 5805 5810 5815 5820 5825 5830 5835 5840 5845 5850 5855 5860 5865 5870 5875 5880 5885 5890 5895 5900 5905 5910 5915 5920 5925 5930 5935 5940 5945 5950 5955 5960 5965 5970 5975 5980 5985 5990 5995 6000 6005 6010 6015 6020 6025 6030 6035 6040 6045 6050 6055 6060 6065 6070 6075 6080 6085 6090 6095 6100 6105 6110 6115 6120 6125 6130 6135 6140 6145 6150 6155 6160 6165 6170 6175 6180 6185 6190 6195 6200 6205 6210 6215 6220 6225 6230 6235 6240 6245 6250 6255 6260 6265 6270 6275 6280 6285 6290 6295 6300 6305 6310 6315 6320 6325 6330 6335 6340 6345 6350 6355 6360 6365 6370 6375 6380 6385 6390 6395 6400 6405 6410 6415 6420 6425 6430 6435 6440 6445 6450 6455 6460 6465 6470 6475 6480 6485 6490 6495 6500 6505 6510 6515 6520 6525 6530 6535 6540 6545 6550 6555 6560 6565 6570 6575 6580 6585 6590 6595 6600 6605 6610 6615 6620 6625 6630 6635 6640 6645 6650 6655 6660 6665 6670 6675 6680 6685 6690 6695 6700 6705 6710 6715 6720 6725 6730 6735 6740 6745 6750 6755 6760 6765 6770 6775 6780 6785 6790 6795 6800 6805 6810 6815 6820 6825 6830 6835 6840 6845 6850 6855 6860 6865 6870 6875 6880 6885 6890 6895 6900 6905 6910 6915 6920 6925 6930 6935 6940 6945 6950 6955 6960 6965 6970 6975 6980 6985 6990 6995 7000 7005 7010 7015 7020 7025 7030 7035 7040 7045 7050 7055 7060 7065 7070 7075 7080 7085 7090 7095 7100 7105 7110 7115 7120 7125 7130 7135 7140 7145 7150 7155 7160 7165 7170 7175 7180 7185 7190 7195 7200 7205 7210 7215 7220 7225 7230 7235 7240 7245 7250 7255 7260 7265 7270 7275 7280 7285 7290 7295 7300 7305 7310 7315 7320 7325 7330 7335 7340 7345 7350 7355 7360 7365 7370 7375 7380 7385 7390 7395 7400 7405 7410 7415 7420 7425 7430 7435 7440 7445 7450 7455 7460 7465 7470 7475 7480 7485 7490 7495 7500 7505 7510 7515 7520 7525 7530 7535 7540 7545 7550 7555 7560 7565 7570 7575 7580 7585 7590 7595 7600 7605 7610 7615 7620 7625 7630 7635 7640 7645 7650 7655 7660 7665 7670 7675 7680 7685 7690 7695 7700 7705 7710 7715 7720 7725 7730 7735 7740 7745 7750 7755 7760 7765 7770 7775 7780 7785 7790 7795 7800 7805 7810 7815 7820 7825 7830 7835 7840 7845 7850 7855 7860 7865 7870 7875 7880 7885 7890 7895 7900 7905 7910 7915 7920 7925 7930 7935 7940 7945 7950 7955 7960 7965 7970 7975 7980 7985 7990 7995 8000 8005 8010 8015 8020 8025 8030 8035 8040 8045 8050 8055 8060 8065 8070 8075 8080 8085 8090 8095 8100 8105 8110 8115 8120 8125 8130 8135 8140 8145 8150 8155 8160 8165 8170 8175 8180 8185 8190 8195 8200 8205 8210 8215 8220 8225 8230 8235 8240 8245 8250 8255 8260 8265 8270 8275 8280 8285 8290 8295 8300 8305 8310 8315 8320 8325 8330 8335 8340 8345 8350 8355 8360 8365 8370 8375 8380 8385 8390 8395 8400 8405 8410 8415 8420 8425 8430 8435 8440 8445 8450 8455 8460 8465 8470 8475 8480 8485 8490 8495 8500 8505 8510 8515 8520 8525 8530 8535 8540 8545 8550 8555 8560 8565 8570 8575 8580 8585 8590 8595 8600 8605 8610 8615 8620 8625 8630 8635 8640 8645 8650 8655 8660 8665 8670 8675 8680 8685 8690 8695 8700 8705 8710 8715 8720 8725 8730 8735 8740 8745 8750 8755 8760 8765 8770 8775 8780 8785 8790 8795 8800 8805 8810 8815 8820 8825 8830 8835 8840 8845 8850 8855 8860 8865 8870 8875 8880 8885 8890 8895 8900 8905 8910 8915 8920 8925 8930 8935 8940 8945 8950 8955 8960 8965 8970 8975 8980 8985 8990 8995 9000 9005 9010 9015 9020 9025 9030 9035 9040 9045 9050 9055 9060 9065 9070 9075 9080 9085 9090 9095 9100 9105 9110 9115 9120 9125 9130 9135 9140 9145 9150 9155 9160 9165 9170 9175 9180 9185 9190 9195 9200 9205 9210 9215 9220 9225 9230 9235 9240 9245 9250 9255 9260 9265 9270 9275 9280 9285 9290 9295 9300 9305 9310 9315 9320 9325 9330 9335 9340 9345 9350 9355 9360 9365 9370 9375 9380 9385 9390 9395 9400 9405 9410 9415 9420 9425 9430 9435 9440 9445 9450 9455 9460 9465 9470 9475 9480 9485 9490 9495 9500 9505 9510 9515 9520 9525 9530 9535 9540 9545 9550 9555 9560 9565 9570 9575 9580 9585 9590 9595 9600 9605 9610 9615 9620 9625 9630 9635 9640 9645 9650 9655 9660 9665 9670 9675 9680 9685 9690 9695 9700 9705 9710 9715 9720 9725 9730 9735 9740 9745 9750 9755 9760 9765 9770 9775 9780 9785 9790 9795 9800 9805 9810 9815 9820 9825 9830 9835 9840 9845 9850 9855 9860 9865 9870 9875 9880 9885 9890 9895 9900 9905 9910 9915 9920 9925 9930 9935 9940 9945 9950 9955 9960 9965 9970 9975 9980 9985 9990 9995 9999 10000 10005 10010 10015 10020 10025 10030 10035 10040 10045 10050 10055 10060 10065 10070 10075 10080 10085 10090 10095 10099 10100 10101 10102 10103 10104 10105 10106 10107 10108 10109 10110 10111 10112 10113 10114 10115 10116 10117 10118 10119 10120 10121 10122 10123 10124 10125 1

ten. Die Photonen werden in dem Gewebe 12 bzw. den Blutgefäßen zum Teil gestreut, zum Teil absorbiert, wobei einige mögliche Photonenwegstrecken 66, 68 bildlich und schematisch in Figur 1 dargestellt sind. Deutlich ist sichtbar, daß die Photonen mit wachsender Eindringtiefe 64 immer weiter entfernt von dem ersten Bereich 16 aus dem Gewebe 12 wieder austreten.

Weiterhin weist die Vorrichtung 10 mehrere Detektoren 20 zur Erfassung der aus weiteren Flächenbereichen 22 der Haut 18 bzw. des Gewebes 12 austretenden Photonen auf. Die weiteren Flächenbereiche 22 sind in unterschiedlichen Abständen von dem ersten Bereich 16 beabstandet.

Der Lichtquelle 14 ist gemäß dem Ausführungsbeispiel der Figur 1 ein dem Gewebe 12 stirmseitiges aufsetzbares Lichtleitfaserstück 24 zugeordnet. Aus dem Ausführungsbeispiel der Figur 2 ist ersichtlich, daß jedoch anstelle des Leichtleitfaserstücks 24 auch eine Kollimationsoptik 26 zur Fokussierung des Laserlichts auf dem Gewebe 12 bzw. der Haut 18 zum Einsatz kommen kann.

Die Detektoren 20 weisen jeweils eine dem Gewebe 12 stirmseitig aufsetzbare Lichtleitfaser 28 auf, denen eine Photodiode 30 o. dgl. nachgeordnet ist.

Der Lichtquelle 14 ist ein Polarisationsfilter nach- und den Detektoren 20 vorgeschaftet. Weiterhin sind zwischen die Lichtleitfaser 28 und die Photodiode 30 ggf. Absorptionsfilter 34 eingebbracht.

Die Wellenlänge des Halbleiterlasers liegt im Bereich von etwa 600 nm bis etwa 1200 nm, bevorzugt bei etwa 820 nm.

Wie insbesondere aus dem Ausführungsbeispiel der Figur 2 ersichtlich ist, sind die weiteren Flächenbereiche 22 bzw. die zugeordneten Detektoren 20 paarweise einander benachbart und i. w. in Reihe 38 liegend hintereinander angeordnet, wobei jedes Paar 36 einen anderen Abstand zum ersten Bereich 16 aufweist und die Abstände benachbarter Paare 36 jedenfalls im Ausführungsbeispiel äquidistant sind. Es versteht sich, daß auch andere Abstände der einzelnen Detektoren 20 bzgl. des ersten Bereichs 16 gewählt werden können, dies bemüßt sich anhand der speziellen Erfordernisse des jeweiligen Systems und anhand des Fachwissens des Durchschnittsfachmanns. Die weiteren Flächenbereiche 22 bzw. die entsprechenden Detektoren 20 sind bis zu einem maximalen Abstand 56 von etwa 15 bis 30 mm von dem ersten Bereich 16 angeordnet.

Wie insbesondere aus Figur 3 ersichtlich ist, werden die von paarweisen Flächenbereichen 22 bzw. von den entsprechenden Detektoren 20 erfaßten beiden Signale 42, 44 jeweils den beiden Eingängen eines Differenzverstärkers 46 zugeführt. Diese Maßnahme findet vorteilhafterweise auch von Vorteil bei den Ausführungsbeispielen der Figuren 1 und 2 Anwendung, wobei dann entsprechende Paare 36 von Detektoren an einen Differenzverstärker 46 angeschlossen sind. Die Signale der Detektoren 20 werden unter anderem einer adaptiven Filterfunktion 52 sowie einer Cepstrumanalysefunktion 78 unterworfen (Figur 5).

Die gesamte Vorrichtung mit Ausnahme eines Prozessors 54, also die Lichtquelle 14, die Detektoren 20 und die elektronischen Komponenten, wie ggf. Vorverstärker 48, Differenzverstärker 46 sowie Analog/Digital-Wandler 50 sind gemeinsam in einem Meßkopf 58 untergebracht, der flächig auf das Gewebe 12 bzw. die Haut 18 auflegbar ist. Der Meßkopf 58 weist somit lediglich eine Verbindung mittels elektrischer Leiter zu der Auswerteeinheit, insbesondere dem Prozessor 54 auf. Das Innere des Meßkopfes ist mit einer Füllmasse 62 ausgefüllt.

In Abweichung zu der Anordnung der Detektoren 20 der Ausführungsformen der Figur 1 und 2 weist die Ausführungsform gemäß der Figur 3 weitere Flächenbereiche 22 bzw. zugeordnete Detektoren 20 auf, die i. w. auf einer durch den ersten Bereich 16 laufenden Geraden 40 und paarweise symmetrisch beidseitig des ersten Bereichs 16 angeordnet sind.

Die adaptive Filterfunktion 52 in Figur 4 weist zwei Kanäle 70, 72 auf, wobei der erste Kanal 70 das unveränderte Eingangssignal führt, in dem Kanal 72 jedoch eine Verzögerungsstufe 74 eingeschaltet ist. Mittels der Adoptionsstufe 76 werden die Filterkoeffizienten solange geändert, bis die Differenz zwischen dem ungefilterten Eingangssignal des Kanals 70 und des gefilterten Signals des Kanals 72, im quadratischen Mittel minimal wird.

Gemäß Figur 5, welche ein Blockschaltbild der Cepstrumanalysefunktion 78 wiedergibt, werden die Signale als Zeit-Amplituden-Funktion graphisch dargestellt und mit einer reellwertigen Fast-Hartley-Transformation (FHT) bzw. einer Fast-Fourier-Transformation (FFT) oder einem anderen Frequenzanalysealgorithmen in ein Leistungsspektrum 88 bzw. Powerspektrum zerlegt. Hierbei werden die in der Schwebungsfrequenz enthaltenen Teilstufen hinsichtlich ihrer Intensität und Bandbreite analysiert. Das Leistungsspektrum 88 wird in Echtzeit mit einer Stützpunktzahl größer 64 Punkte ermittelt und graphisch für jeden A/D-Wandler 50 Kanal 82 in eine Art "Wasserfalldarstellung" aufbereitet. Dieses Leistungsspektrum wird einer Momentenanalyse sowohl für die Intensität als auch für die Frequenz unterworfen. Die so gebildeten Momente lassen sich zu einem Vektor zusammenfassen und graphisch darstellen. Insgesamt besteht die Cepstrumanalysefunktion 78 aus der Hintereinanderschaltung einer Filterfunktion 80, eines A/D-Umsetzers 82, eines diskreten Zeifensterns 84, einer Fast-Fourier-Transformation 86, einem Leistungsspektrum 88, einer Logarithmierungsfunktion 90, einer inversen Fast-Fourier-Transformation 92, einer Lifterfunktion 94, einer Fast-Fourier-Transformation 96 und schließlich dem modifizierten Leistungsspektrum 89. Dieser letztere Vorgang wird auch als Cepstrumanalysefunktion 78 bezeichnet, wodurch charakteristische, sich verändernde Frequenzen sichtbar gemacht werden können. Die Bedeutung der Cepstrumanalysefunktion liegt insbesondere darin, daß Spektren mit periodischen Schwankungen einer genauen Analyse unterzogen werden können. Das Cepstrum wird aus

dem phasenlosen Leistungsspektrum gebildet.

Alle Meßdaten, Auswertungen und Analysen können auf einer graphischen Benutzeroberfläche dem Anwender visualisiert und zur weiteren Bearbeitung auf Massenspeichern archiviert werden. Die verschiedenen Signale der einzelnen Kanäle können auch weiterführend mit einer Kreuzkorrelation, der Autokorrelation und anderen Signalauswertealgorithmen miteinander verglichen und auswertet werden.

Die Ausführungsform der Figuren 1 und 2 funktioniert i. w. wie folgt. Ein in dem Meßkopf 58 angeordneter Halbleiterlaser strahlt kohärentes, monochromatisches Licht, insbesondere einer Kohärenzlänge größer als 10 cm, direkt in das Lichtleitfaserstück 24 ein. Das Licht wird in dem Lichtleitfaserstück 24 zur Oberfläche der Haut 18 in dem ersten Bereich 16 weitergeleitet. Das Lichtleitfaserstück 24 sollte vorzugsweise eine Mono-Mode-Faser mit einem Mindestdurchmesser von ca. 300 µm sein, um die Lichtleistung des Halbleiterlasers übertragen zu können. Je nach Ausführung kann auf das Lichtleitfaserstück 24 verzichtet werden, wenn das Laserlicht mit Hilfe einer Kollimationsoptik 26 unmittelbar auf die Hautoberfläche fokussiert wird. Das remittierte Licht wird an den Lichtleitfasern 28 in den weiteren Flächenbereichen 22 aufgenommen und zu den Photodioden 30 weitergeleitet. Vor oder hinter den Lichtleitfasern 28 und/oder vor dem Lichtleitfaserstück 24 sitzen jeweils Absorptionsfilter 34 bzw. Polarisationsfilter 32.

Alle Fasern und Filter sind bevorzugt in einer lichtundurchlässigen Kunststoff- oder Keramikfassung auf dem Meßkopf 58 arretiert. Die Fasern sind paarweise außermittig einer Längsachse 100 auf einer Trägerplatte des Meßkopfes 58 angeordnet. Der Abstand zwischen den einzelnen Paaren 36 ist gleich, wobei dieser Abstand in verschiedenen Ausführungen variabel gestaltet werden kann. Die Lichtleitfasern 28 sollten einen Durchmesser von 400 µm nicht überschreiten, da das Signal/Rauschverhältnis mit kleiner werdendem Durchmesser besser wird. Allerdings nimmt auch mit kleiner werdendem Durchmesser die Intensität des Meßsignals ab, so daß hier ein Kompromiß zu finden ist. Bei der Wahl der Photodioden 30 ist bevorzugt darauf zu achten, daß die einzelnen Photoströme bei gleicher Ausleuchtung nur minimal voneinander abweichen. Die gesamte Auswertelektronik bestehend aus Vorverstärker 48 und Differenzverstärker 46 ist in dem abgeschirmten Gehäuse des Meßkopfs 58 integriert. Auch die Analog-/Digital-Wandler 50 können im Meßkopf 58 angeordnet sein. Allerdings besteht auch die Möglichkeit, diese Komponenten außerhalb des Meßkopfes 58 auf einer Meßkarte zu plazieren, so daß nur digitalisierte Signale an den Prozessor 54 weitergegeben werden. Die Auswertelektronik hat die Aufgabe, den von den Photodioden 30 kommenden Strom in eine Spannung zu wandeln und zu verstärken, was mittels des Vorverstärkers 48 durchgeführt wird. Anschließend wird von paarweise angeordneten und geschalteten Photodioden 30 mittels der Differenzverstärker 46 eine

Signaldifferenz gebildet und weiter verstärkt. Schließlich ist jedem Differenzverstärker 46 ein Analog-/Digital-Wandler 50 mit 12 bis 16 bit Auflösung und einer Mindestabtastrate von etwa 20 kHz nachgeschaltet. Somit wird jedem Paar 36 der Photodioden ein A/D-Wandler-Kanal zugeordnet. Die digitalisierten Signale werden zur Auswertung dem Prozessor 54 zugeleitet.

Es bleibt noch zu erwähnen, daß im Unterschied zur Ausführung der Figuren 1 und 2 im Ausführungsbeispiel gemäß Figur 3 die Paare 36 der Photodioden 30 bzw. der Flächenbereiche 22 nicht paarweise nebeneinander angeordnet sind, sondern sozusagen diametral und symmetrisch links bzw. rechts des ersten Bereichs 16 ausgebildet sind. Auch bei dieser Anordnung lassen sich mittels einer Differenzbildung der Ausgangssignale entsprechender Paare 36 von Photodioden 30 verbesserte Signal-/Rauschverhältnisse bilden. Allerdings kann diese Anordnung, insbesondere bei Vorhandensein einer Vorzugsrichtung der Lichtausbreitung in dem Gewebe, von gewissem Nachteil sein.

Insoweit handelt es sich bei den dargestellten Ausführungsformen der Figur 1 und 2 bzgl. der paarigen Anordnung der Photodioden 30 bzw. weiteren Flächenbereiche 22 um eine bevorzugte Ausführungsform der Erfindung.

#### Bezugszeichenliste

10 -	Vorrichtung
12 -	Gewebe
14 -	Lichtquelle
16 -	erster Bereich
18 -	Haut
20 -	Detektor
22 -	Flächenbereich
24 -	Lichtleitfaserstück
26 -	Kollimationsoptik
28 -	Lichtleiter
30 -	Photodiode
32 -	Polarisationsfilter
34 -	Absorptionsfilter
36 -	Paar
38 -	Reihe
40 -	Gerade
42 -	Signal
44 -	Signal
46 -	Differenzverstärker
48 -	Vorverstärker
50 -	A/D-Wandler
52 -	Filterfunktion
54 -	Prozessor
56 -	Abstand
58 -	Meßkopf
60 -	Leiter
62 -	Füllmasse
64 -	Eindringtiefe
66 -	Photonenwegstrecke
68 -	Photonenwegstrecke
70 -	Kanal

72 -	Kanal
74 -	Verzögerungsstufe
76 -	Adaptionsstufe
78 -	Cepstrumanalysetfunktion
80 -	Filterfunktion
82 -	A/D-Wandler
84 -	Zeitfenster
86 -	Fast-Fourier-Transformation
88 -	Leistungsspektrum
90 -	Logarithmierungsfunktion
92 -	inverse Fast-Fourier-Transformation
94 -	Litterfunktion
96 -	Fast-Fourier-Transformation
98 -	mod. Leistungsspektrum
100 -	Längsachse

## Patentansprüche

1. Vorrichtung (10) zur nichtinvasiven Detektion des Blutflusses und/oder intra- und/oder extrakorporal fließender Flüssigkeiten in menschlichem, tierischem o. dgl. biologischem Gewebe (12), dadurch gekennzeichnet, daß eine kohärente, monochromatische Lichtquelle (14), insbesondere ein Laser, zur Aussendung von Photonen hinein in das Gewebe (12), durch einen örtlich i. w. wohl definierten ersten Bereich (16) der das Gewebe (12) ggf. bedeckenden Haut (18), vorgesehen ist, und die Vorrichtung (10) mehrere Detektoren (20) zur Erfassung der aus weiteren Flächenbereichen (22) der Haut (18) bzw. des Gewebes (12) wieder austretenden Photonen aufweist, wobei die weiteren Flächenbereiche (22) in unterschiedlichen Abständen von dem ersten Bereich (16) beabstandet sind.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Lichtquelle (14) wenigstens ein dem Gewebe (12) stimseitig aufbringbares oder aufsetzbares Lichtleiterstück (24) bzw. eine Kollimationsoptik (26) zur Fokussierung des Laserlichts auf dem Gewebe (12) bzw. der Haut (18) nachgeordnet ist.

3. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Detektoren (20) jeweils eine dem Gewebe (42) stimseitig aufbringbare oder aufsetzbare Lichtfaser (28) aufweisen, denen eine Photodiode (30) o. dgl. nachgeordnet ist.

4. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß ein Polarisationsfilter (32) der Lichtquelle (14) nachgeschaltet und den Detektoren (20) vorgeschaltet ist, wobei den Detektoren (20) ggf. ein Absorptionsfilter (34) zugeordnet ist.

5. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Wellenlänge der bevorzugt als Halbleiterlaser ausgebildeten Lichtquelle (14) im Bereich von 600 nm bis etwa 1200 nm, bevorzugt bei etwa 820 nm liegt.

6. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die weiteren Flächenbereiche (22) bzw. die zugeordneten Detektoren (20) paarweise einander benachbart und i. w. in Reihe (38) liegend hintereinander angeordnet sind, wobei jedes Paar (36) einen anderen Abstand zum ersten Bereich (16) aufweist und die Abstände benachbarter Paare (36) insbesondere äquidistant sind.

7. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß die weiteren Flächenbereiche (22) bzw. die zugeordneten Detektoren (20) i. w. auf einer durch den ersten Bereich laufenden Geraden (40) und paarweise symmetrisch beidseitig des ersten Bereichs (16) angeordnet sind.

8. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die weiteren Flächenbereiche (22) bzw. die entsprechenden Detektoren (20) bis zu einem maximalen Abstand (56) von etwa 15 bis 30 mm von dem ersten Bereich (16) angeordnet sind.

9. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die von paarweisen Flächenbereichen (22) erfaßten beiden Signale (42, 44) jeweils den beiden Eingängen eines Differenzverstärkers (46) zugeführt werden.

10. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Signale der Detektoren (20) unter anderem einer adaptiven Filterfunktion (52) sowie einer Cepstrumanalysetfunktion (78) unterworfen werden.

11. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Lichtquelle (14) sowie die Detektoren (20) und elektronische Komponenten, wie ggf. Vorverstärker (48), Differenzverstärker (46) und ggf. Analog/Digital-Wandler (50) gemeinsam in einem Meßkopf (58), der flächig auf das Gewebe (12) bzw. die Haut (18) auflegbar ist, angeordnet sind, wobei der Meßkopf (58) lediglich mittels elektrischer Leiter (60) mit der Auswerteeinheit, insbesondere einem Prozessor (54), verbindbar ist.

12. Auswerteverfahren zur Detektion des Blutflusses und/oder intra- und/oder extrakorporal fließender Flüssigkeiten in menschlichem, tierischem o. dgl. biologischem Gewebe (12), dadurch gekennzeichnet, daß man Photonen einer kohärenten, monochromatischen Lichtquelle (14) in das Gewebe (12)

durch einen ersten Bereich (16) eintreten läßt, man in unterschiedlichen Abständen von diesem ersten Bereich (16) aus dem Gewebe wieder austretende Photonen bzgl. Frequenz und Anzahl bzw. Intensität detektiert und aus den Informationen Frequenz und/oder Anzahl bzw. Intensität und/oder Austrittsort der wieder austretenden Photonen mittels eines Auswerteprogramms und/oder -algorithmus Rückschlüsse auf relative Änderung der Durchflußmenge und/oder Geschwindigkeit und/oder räumliche Lage des Blutflusses und/oder intra- und/oder extrakorporal fließender Flüssigkeiten im Gewebe (12) gewinnt. 5  
10

13. Auswerteverfahren nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, daß man eine Lichtquelle (14) mit einer großen Kohärenzlänge, insbesondere größer als 10 cm, verwendet, und man die jeweils in einem bestimmten Abstand von dem ersten Bereich (16) wieder austretenden Photonen, insbesondere zeitgleich wenigstens in zwei dicht benachbarten oder symmetrisch zum ersten Bereich (16) angeordneten Flächenbereichen (22) detektiert. 15  
20
14. Auswerteverfahren nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß man die detektierten Signale jeweils zweier Flächenbereiche (22) unter anderem einer Differenzverstärkerfunktion (46) zuführt, sowie ggf. einer adaptiven Filterfunktion (52) und ggf. einer Frequenz- und/oder Cepstrumanalysefunktion (78) unterwirft. 25  
30

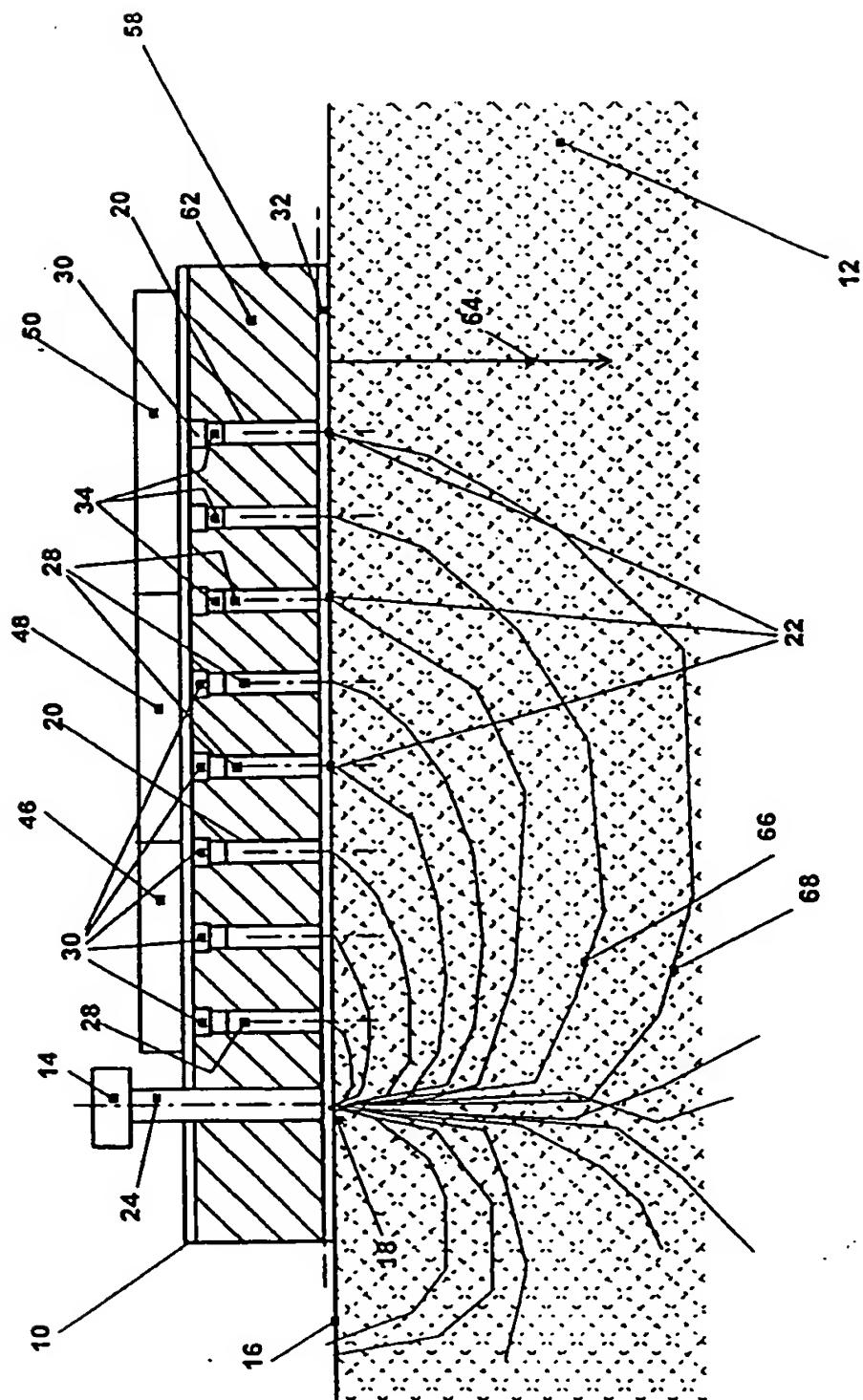
35

40

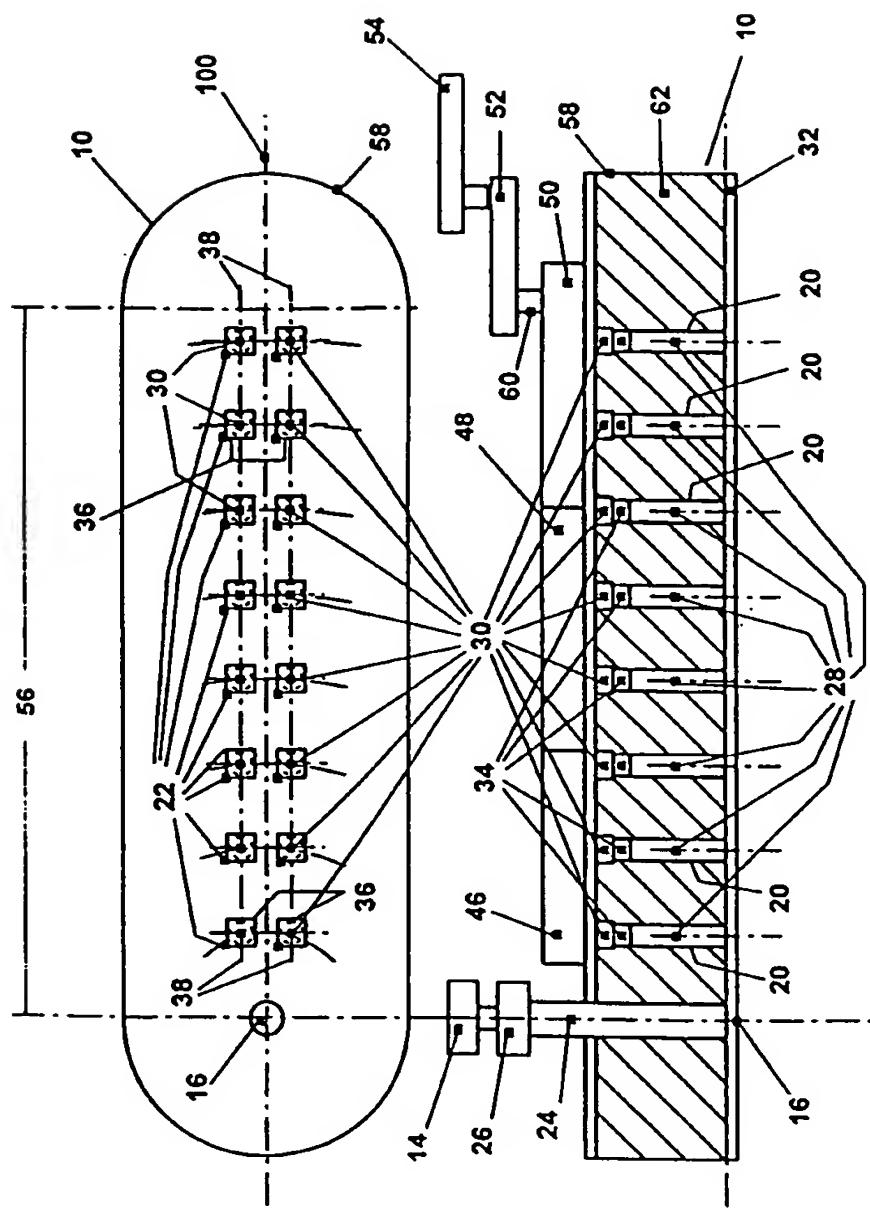
45

50

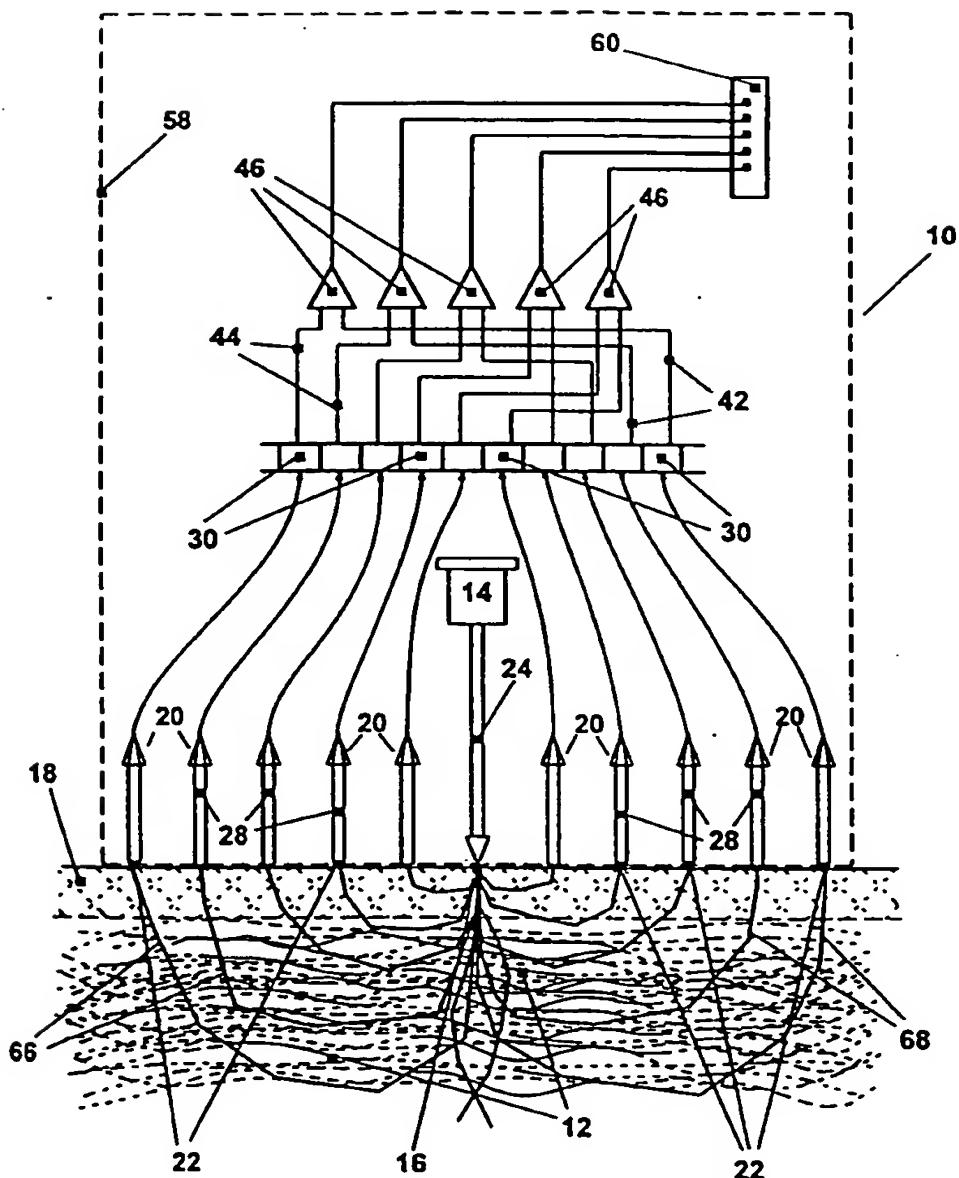
55



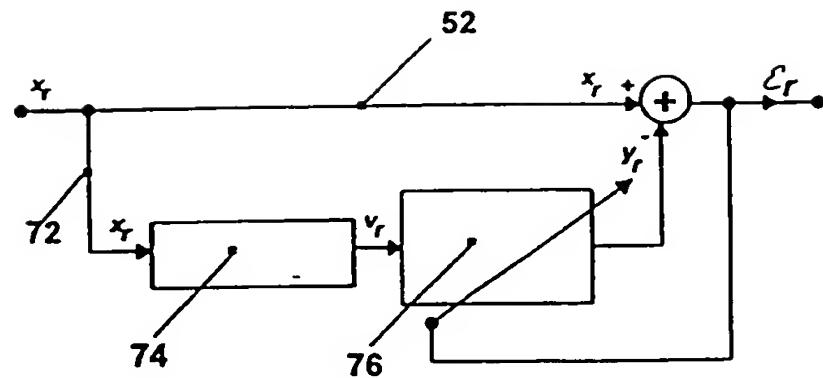
Figur 1



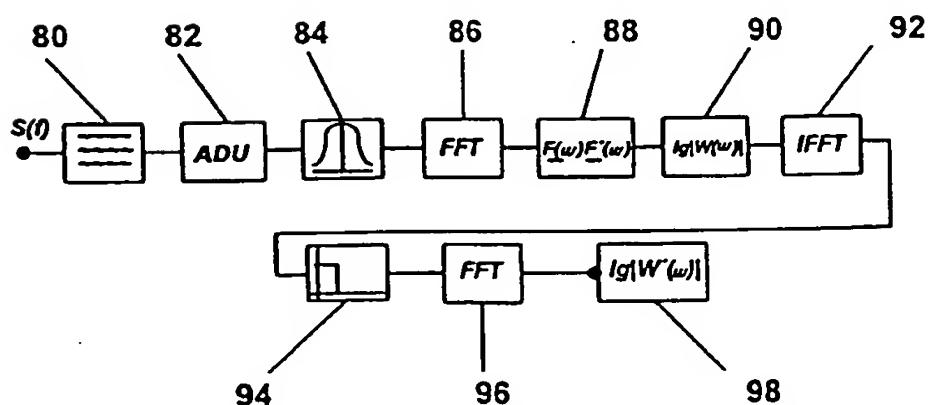
Figur 2



Figur 3



Figur 4



Figur 5